

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-047588

(43)Date of publication of application : 18.02.2003

(51)Int.Cl.

A61B 1/00
 A61B 1/04
 A61B 1/06
 G02B 23/24
 G02B 23/26
 H04N 5/225
 H04N 7/18
 H04N 13/02

(21)Application number : 2001-237075

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 03.08.2001

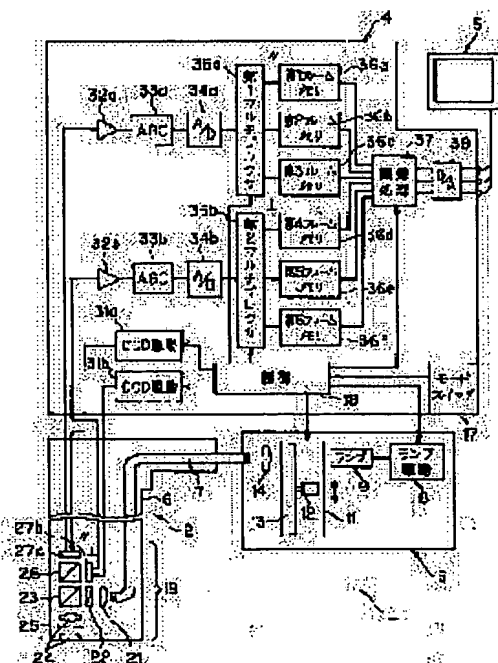
(72)Inventor : KANEKO MAMORU
 HASEGAWA AKIRA
 ONO KATSUYA
 IMAIZUMI KATSUICHI
 ATONO KAZUHIRO
 TAKAOKA HIDEYUKI
 NOZAWA JUNICHI
 AKIMOTO TOSHIYA
 MIURA NAOKI

(54) ENDOSCOPE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an endoscope which obtains a polarized image together with a normal image.

SOLUTION: When a normal observation or polarized observation mode is selected, the rotary filter 13 of a light source device 3 is arranged to changeover an inner peripheral filter and an outer peripheral filter in a light path. Anatomy is irradiated with an illumination light which is polarized via a polarization board 22, etc., from the end face of a light guide 7 through the light guide 7 of the endoscope 2. Concerning the reflection light, a light component in parallel with a polarizing direction is received by a CCD 27a and a vertical light component is received by a CCD 27b respectively via a polarization beam splitter 23. The both components are stored in the first to sixth frame memories 36a-36f of a processor 4, simultaneously read and inputted to an image processing circuit 37. Then the normal image is displayed on a monitor 5 after an addition processing. The polarized observation image is displayed which is suitable for diagnosing an aspect on the surface of the anatomy after a subtraction processing.



LEGAL STATUS

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2003-47588

(P2003-47588A)

(43) 公開日 平成15年2月18日 (2003.2.18)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テームコード* (参考)
A 6 1 B 1/00	3 0 0	A 6 1 B 1/00	3 0 0 T 2 H 0 4 0
1/04	3 7 2	1/04	3 7 2 4 C 0 6 1
1/06		1/06	A 5 C 0 2 2
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	B 5 C 0 5 4
23/26		23/26	B 5 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 19 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2001-237075(P2001-237075)

(22) 出願日 平成13年8月3日(2001.8.3)

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 長谷川 晃

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

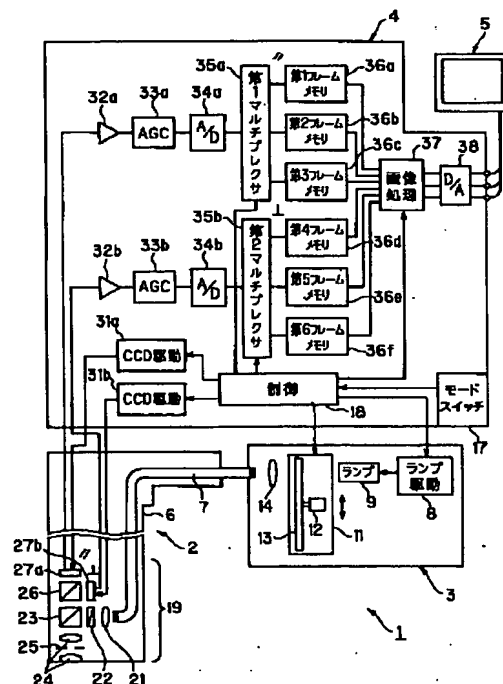
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 通常の画像と共に、偏光画像も得ることができる内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 通常観察と偏光観察のモードを選択した場合には、光源装置3の回転フィルタ13は内周側のフィルタと外周側のフィルタが光路中に切り換えるように配置され、内視鏡2のライトガイド7を経てその先端面から偏光板22等を介して偏光された照明光を生体組織側に照射できるようにし、その反射光は偏光ビームスプリッタ23を介して前記偏光方向と平行な光成分はCCD27aで、垂直な光成分はCCD27bでそれぞれ受光し、プロセッサ4の第1～第6フレームメモリ36a～36fに格納すると共に、同時に読み出して画像処理回路37に入力し、加算処理して、モニター5に通常画像を表示できるようにすると共に、減算処理して生体組織表面の性状を診断するのに適した偏光観察用画像を表示できるようにした。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 通常画像を得るための通常照明光と、偏光画像を得るための複数の波長帯域の偏光画像用照明光を発生する光源装置と、

前記通常照明光及び偏光画像用照明光を導光する導光部材、

前記導光部材を経て偏光した偏光照明光を被写体側に出射する偏光部材、

被写体側で反射された光における、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分で撮像してそれぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力する撮像手段、

を備えた内視鏡と、

前記平行画像信号及び又は垂直画像信号とから表示手段に通常画像と、前記平行画像信号及び垂直画像信号から表示手段に偏光画像とを表示可能とする画像処理を行う画像処理装置と、

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】 通常画像を得るための通常照明光と、偏光画像を得るための複数の波長帯域の偏光画像用照明光を発生する光源装置と着脱自在に接続され、

前記通常照明光及び偏光画像用照明光を導光する導光部材、

前記導光部材を経て偏光した偏光照明光を被写体側に出射する偏光部材、

被写体側で反射された光における、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分で撮像してそれぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力する撮像手段を備え、前記平行画像信号及び又は垂直画像信号とから表示手段に通常画像と、前記平行画像信号及び垂直画像信号から表示手段に偏光画像とを表示可能とする画像処理を行う画像処理装置に着脱自在に接続される内視鏡。

【請求項 3】 被写体側で反射された光におけるある偏光方向と平行な偏光方向の平行光成分と、偏光方向と垂直な垂直偏光方向の光成分で撮像してそれぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力する撮像手段を備えた内視鏡が着脱自在に接続され、前記平行画像信号及び又は垂直画像信号とから表示手段に通常画像と、前記平行画像信号及び垂直画像信号から表示手段に偏光画像とを表示可能とする画像処理を行うことを特徴とする画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は通常画像と偏光を利用した偏光画像とが得られる内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】第 1 の従来例として、US パテント 6091984 がある。この従来例では生体組織に光を照射

しその散乱光のスペクトルを分析することで、細胞の核の大きさにより変化する成分を取り出し、その組織の性状を判断する方法を開示している。

【0003】具体的には、生体組織から散乱してきたスペクトルと組織の厚み、血液の吸収を考慮したモデルによるバックグランドによる散乱スペクトルを計算し、その比を取る。その比を Mie 散乱理論と比較し細胞核の大きさを推定する。この時、細胞核が大きいものが HGD、早期癌等の異常組織である。

【0004】また、第 2 の従来例として PCT による公報 WO 00/42912 がある。HGD、早期癌等は組織表面付近より起こる。そこで、偏光を使って、組織表面の散乱光を抜き出し、そのスペクトルを分析することで、組織の性状を判断する方法を示している。この公報では図 26 (A) に示す装置が開示されている。なお、図 26 は同じ発明者による IEEE JOURNAL OF SELECTED TOPICS IN QUANTUM ELECTRONICS VOL. 5, NO. 4, pp 1019-1026 の方から引用している。

【0005】図 26 (A) に示す装置 130 では広帯域の光源 131 からの白色光はファイバ 132 により導光され、レンズ 133、開口絞り 134、偏光子 135 を経て特定の直線偏光の光に変換された後、ビームスプリッタ 136 に入射され、このビームスプリッタ 136 で反射された光は生体組織 137 に照射される。

【0006】生体組織 137 で散乱され、ビームスプリッタ 136 に入射した散乱光はその一部が透過し、開口絞り 138 を経て、ミラー 139 で反射されて偏光ビームスプリッタ 140 に入射される。この偏光ビームスプリッタ 140 に入射される光は偏光子 135 で偏光された偏光方向と平行な偏光方向の光成分は、偏光ビームスプリッタ 140 を透過し、レンズ 141 a 等を経てマルチチャンネルの分光器 142 に導光される。

【0007】また、偏光子 135 で偏光された偏光方向と直交する方向の光成分は、偏光ビームスプリッタ 140 で反射され、レンズ 141 b 等を経てマルチチャンネルの分光器 142 に導光される。

【0008】この場合、直接、反射光が分光器 142 に入らないように、照明光は生体組織 137 に対しわずかに傾いて偏光ビームスプリッタ 136 を配置している。偏光ビームスプリッタ 140 により平行な成分と垂直な成分は、分光器 142 に入射され、バックグランド補正（白色光の散乱体と比を取る）された後、差分が取られる。

【0009】この構成により、特定の偏光成分をもつ光を生体組織 137 に照射し、その散乱光を前記照明光の偏光成分と平行な偏光成分と垂直な偏光成分に分けてスペクトルを検出する。この時、生体組織 137 の表面から戻ってくる散乱光には偏光成分が保存されており、照

射光と平行な偏光成分となる。

【0010】また、生体組織137の深部から戻ってくる散乱光は、強く散乱されているため照射光と平行な成分と垂直な成分が同等程度になる。つまり、平行な偏光を持つ散乱光には、生体組織137の表面と、生体組織137の深部の両方の成分を含み、垂直な偏光を持つ散乱光には、生体組織137の深部の成分を含む。

【0011】ここで、平行な偏光を持つ散乱光と垂直な偏光を持つ散乱光を差分することで、生体組織137の表面の散乱光のみを取り出すことができる。さらに、上記US特許6091984と同様、生体組織137の表面の散乱光のスペクトルを分析し、細胞核の大きさを推定する。この方法の特長は、偏光を使うことで、核の大きさに関わる情報を多く含む散乱光をS/N良く取り出すことが可能となる。

【0012】図26(B)に大腸正常組織のスペクトルと、図26(C)に腫瘍組織のスペクトルを示す。これらの図に示されるように、正常組織では600~650nmで一旦散乱光強度が上昇しているのに対し、腫瘍組織では、長波長になるにつれ散乱光強度は減少している。

【0013】この他に、第3の従来例として、A. Harris et al., The Study of the Microcirculation using Orthogonal Polarization Spectral Imaging, Yearbook of Intensive Care and Emergency Medicine 2000がある。この従来例は偏光を使って、血管像のコントラストを向上する方法を開示している。

【0014】具体的には、特定の偏光成分をもつ光を組織に照射し、その照明光の偏光成分と垂直な偏光成分の散乱光を画像化する。この時、組織表面から戻ってくる散乱光には偏光成分が保存されており、照射光と平行な偏光成分となる。また、組織深部から戻ってくる散乱光は、強く散乱されているため照射光と平行な成分と垂直な成分が同等程度になる。

【0015】つまり、照明光と垂直な偏光を持つ光を画像化することで組織深部からの散乱光を画像化できる。これにより、組織表面の散乱光は減少し、まるで組織の奥から光を透かしたようになり、組織表面の血管のコントラストを向上することができる。上記原理を使って、硬性内視鏡が開発されている。

【0016】

【発明が解決しようとする課題】第1及び第2の従来例では一点の偏光成分を検出し分析するもので画像化は示されていない。

【0017】また、第3の従来例は照明光と垂直な偏光成分の光を画像化するもので、平行な偏光成分と散乱光成分に分けて画像化するものではない。また、通常の画

像の両方を撮像する構成は示されていない。

【0018】(発明の目的)本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、通常の画像を得られると共に、偏光を利用した偏光画像も得ることができる内視鏡装置及び内視鏡を提供することを目的とする。

【0019】

【課題を解決するための手段】通常画像を得るための通常照明光と、偏光画像を得るための複数の波長帯域の偏光画像用照明光を発生する光源装置と、前記通常照明光及び偏光画像用照明光を導光する導光部材、前記導光部材を経て偏光した偏光照明光を被写体側に射出する偏光部材、被写体側で反射された光における、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分で撮像してそれぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力する撮像手段を備えた内視鏡と、前記平行画像信号及び又は垂直画像信号とから表示手段に通常画像と、前記平行画像信号及び垂直画像信号から表示手段に偏光画像とを表示可能とする画像処理を行う画像処理装置と、を備えたことにより、通常画像と偏光画像も得ることができるようにしている。

【0020】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態)図1ないし図3は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は第1の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示し、図2は回転フィルタの構成を示し、図3は回転フィルタの内周側のフィルタと外周側のフィルタの特性等を示す。本実施の形態は偏光画像と通常画像の両方を撮像することができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0021】図1に示す本発明の第1の実施の形態の偏光観察用の内視鏡装置1は、体腔内に挿入され、通常画像と偏光画像を撮像する内視鏡2と、この内視鏡2に照明光を供給する光源装置3と、内視鏡2に内蔵された撮像素子に対する信号処理を行うプロセッサ4と、プロセッサ4から出力される映像信号を表示するモニタ5とから構成される。

【0022】内視鏡2は体腔内などに挿入できるように細長の挿入部6が設けてあり、この挿入部6内には照明光を伝送(導光)する伝送部材(導光部材)としてのライトガイド7が挿通されている。このライトガイド7の手元側の端部は光源装置3に着脱自在で接続することができる。

【0023】光源装置3の内部にはランプ駆動回路8からのランプ駆動信号で発光するキセノンランプ等のランプ9が配置され、このランプ9で発光した白色光は移動ステージ11に取り付けられ、モータ12により回転駆動される回転フィルタ13を経て、さらに集光レンズ14で集光されてライトガイド7の手元側の端部に入射さ

れる。

【0024】回転フィルタ13には図2に示すように、内周側と外周側とに通常観察用フィルタと、偏光観察用フィルタとが配置されている。つまり、内周側には赤(R)、緑(G)、青(B)の各波長帯域の光を透過するR、G、Bフィルタ15a、15b、15cが周方向に3分割するように配置されている。R、G、Bフィルタ15a、15b、15cの波長透過特性を図3(A)に示す。ここでは(15a、15b、15cでなく)R、G、Bで示している。

【0025】具体的にはRフィルタ15aは600-700nmの波長帯のRの光を通し、Gフィルタ15bは500-600nmの波長帯のGの光を通し、Bフィルタ15cは400-500nmの波長帯のBの光を通す。

【0026】また、図2に示すように外周側には図3(B)に示すように3つの波長帯域($\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ で示す)の光をそれぞれ透過するフィルタ16a、16b、16cが周方向に3分割するように配置されている。図3(B)においても、 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ で示している。具体的にはフィルタ16aは600-650nmの波長帯の光を通し、フィルタ16bは550-600nmの波長帯の光を通し、フィルタ16cは500-550nmの波長帯の光を通す。これらフィルタ16a、16b、16cの透過波長帯域は図26(B)の特性に対応して設定されている。

【0027】初期状態では照明光路上に回転フィルタ13の内周側のフィルタが配置されるように設定されており、例えばビデオプロセッサ4に設けたモードスイッチ17により、偏光観察を行うモードを選択するとビデオプロセッサ4内の制御回路18を介して移動ステージ11が下側に移動され、照明光路上に回転フィルタ13の外周側のフィルタが配置されるようになる。なお、モードスイッチ17は後述する図4(第2の実施の形態)に示すように内視鏡側に設けるようにしても良い。

【0028】また、偏光観察を行うモードに設定した後、再び通常観察を望む場合にはモードスイッチ17により、通常観察を行うモードを選択するとビデオプロセッサ4内の制御回路18を介して移動ステージ11が上側に移動され、照明光路上に回転フィルタ13の内周側のフィルタが配置されるようになる。

【0029】ライトガイド7に入射された光は挿入部6の先端部19に固定された先端面から出射され、本実施の形態では屈曲された先端面からレンズ21、偏光された光にする偏光部材としての偏光板22を経て所定方向に偏光された光にされてビームスプリッタ(以下、BSと略記)23でその一部が反射されて照明用にも使用される対物レンズ系24を経て生体組織等の被写体側に照射される。なお、対物レンズ系24には絞り25が設けてある。

【0030】上述のように通常観察のモードでは被写体側はR、G、Bの照明光で順次照明される。一方、偏光観察のモードでは被写体側は $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ の照明光で順次照明される。

【0031】照明された被写体側で反射され、対物レンズ系24に入射した光は、BS23をその一部が透過し、検光部材としての偏光ビームスプリッタ(以下、PBSと略記)26により偏光板22で偏光された方向と平行な偏光成分(図1等では//を併記して分かり易くしている)とその方向と直交する偏光成分(図1等では⊥を併記して分かり易くしている)との光に分離される。

【0032】つまり、平行な偏光成分の光はPBS26を透過して対物レンズ系24の結像位置に配置された第1のCCD27aに結像され、直交する偏光成分の光はPBS26で反射されて対物レンズ系24の結像位置に配置された第2のCCD27bに結像され、それぞれ光電変換される。

【0033】CCD27a、27bはビデオプロセッサ4内のCCD駆動回路31a、31bからのCCD駆動信号の印加により、光電変換された信号電荷が読み出され、それぞれブリアンプ32a、32bで増幅された後、AGC回路33a、33bでさらに所定レベルまで増幅されてA/D変換回路34a、34bに入力され、デジタル信号(画像データ)に変換される。

【0034】A/D変換回路34a、34bにより変換されたデジタルの画像データはそれぞれ第1及び第2マルチプレクサ35a、35bを経て第1〜3フレームメモリ36a〜36c、第4〜6フレームメモリ36d〜36fに順次書き込まれる。なお、第1〜3フレームメモリ36a〜36c及び第4〜6フレームメモリ36d〜36fへ書き込む場合、制御回路18により第1及び第2マルチプレクサ35a、35bの切換が制御される。

【0035】これら第1〜6フレームメモリ36a〜36fに書き込まれた画像データは同時に読み出され、画像処理回路37に入力される。この画像処理回路37は制御回路18により制御され、モードスイッチ17により設定されたモードに応じた画像処理を行い、画像処理した画像データをD/A変換回路38に出力し、このD/A変換回路38により変換されたアナログの映像信号がモニタ5に出力される。

【0036】例えば通常観察のモードの場合には、同じ波長で撮像した画像成分同士を加算して出力し、偏光観察モードの場合には同じ波長で撮像した画像成分同士の差分をとって差分成分を出力する。なお、制御回路18は例えば偏光観察モードの場合には、ランプ駆動回路8を制御して、ランプ9による発光量を増大させる。

【0037】このようにして本実施の形態では通常画像と偏光した照明光により、以下で説明するように生体組織の表面付近の性状を判定するのに適した偏光画像とを

得られるようにしていることが特徴となっている。

【0038】次に本実施の形態の作用を説明する。図1に示すように内視鏡2、光源装置3、ビデオプロセッサ4、モニタ5を接続して、電源を投入する。この初期状態では、光源装置3の移動ステージ11は上側に設定されて、回転フィルタ13の通常観察用フィルタが照明光路上に設定された状態となっている。

【0039】そして、モータ12により回転フィルタ13が回転し、ライトガイド7には光源装置3からR、G、Bの照明光が順次供給され、ライトガイド7により伝送され、先端面から偏光板22により偏光された状態で、被写体側に照射される。

【0040】被写体側で反射された一部の反射光は対物レンズ系24に入射され、平行成分の光はPBS26を透過してCCD27aに、直交する成分の光はPBS26で反射されてCCD27bに結像する。

【0041】CCD27a、27bでそれぞれ光電変換された信号はCCD駆動回路31a、31bからのCCD駆動信号の印加によって読み出され、プリアンプ32a、32b等で増幅された後、A/D変換回路34a、34bでデジタルの信号に変換された後、制御回路18により切り換えられる第1及び第2マルチプレクサ35a、35bを経て第1～3フレームメモリ36a～36c及び第4～6フレームメモリ36d～36fにそれぞれ書き込まれる。

【0042】具体的には、Rの光で照明した状態でCCD27a、27bの出力信号はそれぞれ第1フレームメモリ36aと第4フレームメモリ36dに格納され、Gの光で照明した状態でCCD27a、27bの出力信号はそれぞれ第2フレームメモリ36bと第5フレームメモリ36eに格納され、Bの光で照明した状態でCCD27a、27bの出力信号はそれぞれ第3フレームメモリ36cと第6フレームメモリ36fに格納される。

【0043】これら第1～6フレームメモリ36a～36fに書き込まれた画像データは同時に読み出され、画像処理回路37に入力される。この画像処理回路37では第1フレームメモリ36aと第4フレームメモリ36dからの出力信号を加算して、Rの色信号として出力し、また第2フレームメモリ36bと第5フレームメモリ36eからの出力信号を加算して、Gの色信号として出力し、また第3フレームメモリ36cと第6フレームメモリ36fからの出力信号を加算して、Bの色信号として出力する。

【0044】つまり、通常観察モードにおける通常観察イメージ（白色光イメージ）を生成する場合には、そのR、G、B画像成分を $W(R)$ 、 $W(G)$ 、 $W(B)$ とし、第1～3フレームメモリ36a～36cから出力される画像成分を $P_{//}(R)$ 、 $P_{//}(G)$ 、 $P_{//}(B)$ 、第4～6フレームメモリ36d～36fから出力される画像成分を $P_{\perp}(R)$ 、 $P_{\perp}(G)$ 、 $P_{\perp}(B)$ する

と、図3(C)に示すような加算処理により通常観察イメージを得る。通常観察モードでは加算することにより、一方だけの場合よりも明るく、S/Nの良い画像を得ることができる。照明光の光量が十分な場合には一方だけを画像表示に用いるようにしても良い。

【0045】通常観察モードで体腔内の例えば患部組織を観察し、その部分を性状判定したいと望むような場合には偏光観察モードにすれば良く、モードスイッチ17により偏光観察モードに設定する。モードスイッチにより偏光観察モードの指示入力を行うと、制御回路18は光源装置3の移動ステージ11を下側に移動して、偏光観察用フィルタが光路上に配置されるようにすると共に、画像処理回路37に対して偏光観察用の処理に切り換える制御信号を送る。

【0046】この場合には、回転フィルタ13を透過した光は、先程説明したR、G、Bの光の代わりに $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ の光になる。そして、偏光板22により偏光されて患部組織に照射される。

【0047】この場合には、患部組織の表面付近での反射光の殆どは、照射光の偏光方向を保存したものが支配的となり、一方表面付近より内部からの反射光は照射光の偏光方向と平行な成分と垂直な成分とが殆ど同じ割合のものとなる。

【0048】これらの反射光はその偏光方向により、照射光の偏光方向と平行なものはCCD27aに、照射光の偏光方向と垂直なものはCCD27bに、それぞれ像を結ぶ。通常観察モードで説明したのと同様にCCD27a、27bで光電変換された信号はそれぞれ第1～3フレームメモリ36a～36c及び第4～6フレームメモリ36d～36fに書き込まれる。

【0049】具体的に説明すると、 $\lambda 1$ の光で照明した状態でCCD27a、27bの出力信号はそれぞれ第1フレームメモリ36aと第4フレームメモリ36dに格納され、 $\lambda 2$ の光で照明した状態でCCD27a、27bの出力信号はそれぞれ第2フレームメモリ36bと第5フレームメモリ36eに格納され、 $\lambda 3$ の光で照明した状態でCCD27a、27bの出力信号はそれぞれ第3フレームメモリ36cと第6フレームメモリ36fに格納される。

【0050】これら第1～6フレームメモリ36a～36fに書き込まれた画像データは同時に読み出され、画像処理回路37に入力される。このモードの場合には、第1フレームメモリ36aと第4フレームメモリ36dからの出力信号の差分を算出して、例えばRの色信号として出力し、また第2フレームメモリ36bと第5フレームメモリ36eからの出力信号の差分を算出して、例えばGの色信号として出力し、また第3フレームメモリ36cと第6フレームメモリ36fからの出力信号の差分を算出して、例えばBの色信号として出力する。

【0051】つまり、偏光観察モードにおける偏光観察

イメージ（散乱イメージ）を生成する場合には、その3つの $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ の画像成分を $S(\lambda 1)$ 、 $S(\lambda 2)$ 、 $S(\lambda 3)$ とし、第1～3フレームメモリ36a～36cから出力される画像成分を $P//(\lambda 1)$ 、 $P//(\lambda 2)$ 、 $P//(\lambda 3)$ 、第4～6フレームメモリ36d～36fから出力される画像成分を $P\perp(\lambda 1)$ 、 $P\perp(\lambda 2)$ 、 $P\perp(\lambda 3)$ すると、図3(C)に示すような減算処理により偏光観察イメージ（散乱イメージ）を得る。

【0052】この場合には、図26で説明したことように、偏光観察イメージとして患部組織の表面付近側の画像成分を、その内部からの散乱の影響を抑制して得ることができる。

【0053】また、この場合の波長に対する強度の特性から正常組織と病変組織との性状の判定がし易い。具体的には、図26(B)、(C)の特性から分かるように、正常組織では波長に対する強度の変化はあまりないが、病変組織の場合には波長が長い帯域になる程、強度が低下する傾向を示す。

【0054】従って、本実施の形態においても、波長が短いものから長いものに至る3つの波長帯域での強度の傾向を調べることで、正常組織であるか病変組織であるかの診断がし易い。

【0055】具体的には例えば $S(\lambda 1)$ と $S(\lambda 2)$ 或いは $S(\lambda 1)$ と $S(\lambda 3)$ との強度の比較を行う等により、病変か否かの判断が行い易い。このため、さらに $S(\lambda 1)$ と $S(\lambda 2)$ 或いは $S(\lambda 1)$ と $S(\lambda 3)$ の差分を取った画像（例えば $T(\lambda 1 - \lambda 2)$ 、 $T(\lambda 1 - \lambda 3)$ とする）を表示して、例えば $T(\lambda 1 - \lambda 2)$ より $T(\lambda 1 - \lambda 3)$ が大きくなる部分を重点的に診断することにより、病変組織を効率良く見つけるようなことも可能となる。

【0056】このように本実施の形態によれば、通常の内視鏡画像を得ることができると共に、偏光を利用して病変の有無の性状を診断し易い偏光画像を得ることができる。

【0057】（第2の実施の形態）次に図4を参照して本発明の第2の実施の形態を説明する。図4は第2の実施の形態の内視鏡装置1Bを示す。この内視鏡装置1Bは白色光の下でカラー撮像を行う内視鏡2Bと、白色光を発生する光源装置3Bと、内視鏡2Bの撮像素子に対する信号処理を行うビデオプロセッサ4Bと、モニタ5とから構成される。この内視鏡2Bは図1の内視鏡2において、CCD27a、27bの撮像面にそれぞれ色分離フィルタ41a、41bを設けたカラー撮像用CCDを形成している。

【0058】また、この内視鏡2BではPBS26で反射された光を3角プリズム42で反射して、CCD27aと平行に配置したCCD27bで撮像するようにしている。さらにこの内視鏡2Bにはモードスイッチ17b

が設けてあり、それを操作した場合の信号はモードスイッチ17を操作した場合と同様に制御回路18に入力される。

【0059】光源装置3Bは図1の光源装置3において、ランプ9の光を光量絞り43、集光レンズ14を経てライトガイド7に白色光を供給するようにしている。なお、制御回路18は例えば、偏光観察モードの場合には通常観察モードの場合よりも光量絞り43の光量を増大するように制御する。

【0060】また、ビデオプロセッサ4Bは図1のビデオプロセッサ4において、A/D変換回路34a、34bの出力信号に対して色分離する色分離回路44a、44bを設け、その出力信号をフィールドメモリ36、36'に格納するようにしている。

【0061】色分離回路44a、44bは例えば色分離してR、G、B信号を生成し、3つのプレーンメモリを有するフレームメモリ36、36'にそれぞれ格納し、フレームメモリ36、36'から読み出された色成分の信号は画像処理回路37に入力され、第1の実施の形態とはほぼ同様の画像処理が施された後、D/A変換回路38を介してモニタ5に出力される。

【0062】本実施の形態は白色光の下でカラー撮像及び信号処理（画像処理）を行ったり、偏光画像の撮像及び信号処理（画像処理）を行う。このため、通常観察のモードでは第1の実施の形態の面順次照明及びその状態での面順次撮像が、同時式の照明及び撮像に変わったのを除いて殆ど同様の作用となる。

【0063】また、偏光観察モードの場合にも、第1の実施の形態の面順次照明及びその状態での面順次撮像が、同時式の照明及び撮像に変わったのと、またその場合の波長帯が $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ からB、G、Rに変更になったものとなる。本実施の形態も第1の実施の形態とはほぼ同様の効果を有する。

【0064】（第3の実施の形態）次に図5ないし図7を参照して本発明の第3の実施の形態を説明する。本実施の形態は既存の内視鏡を用いて偏光画像と通常画像が得られる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0065】図5は第3の実施の形態の内視鏡装置1Cを示す。この内視鏡装置1Cは光学式内視鏡46と、この光学式内視鏡46の後端に装着される外付けカメラ47と、光学式内視鏡46の前端に装着される先端キャップ48と、光学式内視鏡46のライトガイド49に照明光を供給する光源装置3Cと、外付けカメラ47のカラーCCD50に対する信号処理を行うプロセッサ4Cと、モニタ5とから構成される。

【0066】光学式内視鏡46は、光源装置3Cから供給される白色光を、挿入部51内等に挿通されたライトガイド49で伝送し、照明窓に固定されたその先端面からさらに先端キャップ48に設けた偏光板52を経て患部組織等の被検体53側に照射する。

【0067】本実施の形態の先端キャップ48は例えば図6に示すようにライトガイド49の先端面に対向する側に偏光板52が貼り付けられており、ライトガイド49の先端面からの照明光を偏光する。また、照明窓に隣接する観察窓に取り付けた対物レンズ54に対向部分は孔48aが設けてあり、被検体53側からの光を対物レンズ54に導く。

【0068】なお、先端キャップ48には水収納部48bが設けてあり、水を収納した状態でその先端面を被検体53の表面に当接させて内視鏡検査を行えるようにしている。このようにすると、対物レンズ54による像はリレーレンズ55により後方の接眼部側に伝送され、接眼レンズ56に対向して外付けカメラ47に設けた結像レンズ57、移動ステージ58の回転フィルタ59を経てカラーCCD50に結像され、このカラーCCD50で光電変換される。回転フィルタ59を回転駆動するモータ60と、移動ステージ58はプロセッサ4Cの制御回路18により制御される。

【0069】この回転フィルタ59の構成を図7に示す。この回転フィルタ59の周方向には、互いに直交する偏光方向の偏光板59a、59bが取り付けられている。ここで、例えば偏光板59aは偏光板52の偏光方向と平行な偏光方向であり、他方の偏光板59bは偏光板52の偏光方向と直交する偏光方向に設定されている。また、光源装置3Cは、図4の光源装置3Bにおいて、光量絞り43を有しない構造である。

【0070】また、プロセッサ4Cは図4のプロセッサ4Bにおいて、CCD駆動回路31a、31b～A/D変換回路34a、34b、色分離回路44a、44bまでの2系統のものを1系統にし（1系統にしたものをC

CD駆動回路31～A/D変換回路34、色分離回路44で示す）、また色分離回路44の出力信号をマルチプレクサ35を経てフレームメモリ36、36'に格納するようにしている。

【0071】また、制御回路18は例えば初期状態では移動ステージ58を下側に移動して、接眼レンズ56による像を回転フィルタ59を経ることなくカラーCCD50に結像する通常観察モードに設定する。

【0072】また、この場合には、制御回路18はマルチプレクサ35を制御して、色分離回路44のR、G、Bの色信号データを一方のフレームメモリ36のR、G、Bプレーンに格納する。また、この場合には制御回路18は、フレームメモリ36の3つのプレーン（R、G、Bプレーンと記す）から読み出されたR、G、Bの色信号をスルーしてD/A変換回路38側に出力する。

【0073】そして、D/A変換回路38により変換されたアナログのR、G、Bの色信号がモニタ5に出力され、モニタ5には通常の白色光の照明のもとでカラー撮像された通常観察画像が表示される。

【0074】一方、モードスイッチ17により、偏光画

像モードが選択されると、制御回路18は図5に示すように結像レンズ57の結像光路中に回転フィルタ59が配置された状態に設定する。また、制御回路18はマルチプレクサ35の切換を制御し、例えば結像光路中に偏光板59aが配置された状態でCCD50で撮像された信号を読み出した場合にはフレームメモリ36のR、G、Bプレーンに書き込む。

【0075】一方、制御回路18は、結像光路中に偏光板59bが配置された状態でCCD50で撮像された信号を読み出した場合にはフレームメモリ36'のR、G、Bプレーンに書き込むようにマルチプレクサ35の切換を制御する。

【0076】また、制御回路18は、フレームメモリ36のR、G、Bプレーンとフレームメモリ36'のR、G、Bプレーンから読み出された信号が入力される画像処理回路37に対しては、フレームメモリ36のR、G、Bプレーンから読み出された信号からフレームメモリ36'のR、G、Bプレーンから読み出された信号を減算して出力するように制御する。

【0077】本実施の形態は、図4の実施の形態と比較した場合、1つのカラーCCD50により撮像を行うようにしているが、モニタ5に表示される画像は同様の画像が表示される。

【0078】より具体的に説明すると、まず通常観察モードにおいては、ランプ9の白色光はライトガイド49により伝送され、その先端面からさらに偏光板52により偏光された光で被検体53を照明する。

【0079】被検体53での反射光は対物レンズ54、リレーレンズ55等を経てカラーCCD50に結像される。そのカラーCCD50で光電された信号はA/D変換、色分離等された後、フレームメモリ36に書き込まれ、このフレームメモリ36から読み出された色信号はD/A変換回路38によりアナログのR、G、Bの色信号となりモニタ5で表示される。

【0080】この場合、カラーCCD50で撮像された画像信号は、図4の実施の形態におけるCCD27aと27bにより撮像されたものを加算したものに相当する。従って、本実施の形態では画像処理回路37をスルーしているが、D/A変換回路38側に出力される色信号は図4の通常観察モードにおける画像処理回路37により加算処理されてD/A変換回路38側に出力される色信号と同等のものとなる。

【0081】また、偏光観察モードの場合には回転フィルタ59の偏光板59aが結像光路中にある場合に撮像した信号がフレームメモリ36のR、G、Bプレーンに格納され、偏光板59bが結像光路中にある場合に撮像した信号がフレームメモリ36'のR、G、Bプレーンに格納される。

【0082】この場合、フレームメモリ36のR、G、Bプレーンに格納されるものは、図4の偏光観察モード

における CCD 27a により撮像されたものと同等のものとなり、フレームメモリ 36' の R、G、B プレーンに格納されるものは、図 4 の偏光観察モードにおける CCD 27b により撮像されたものと同等のものとなる。そして、この場合には、図 4 の場合と同様に画像処理回路 37 以降で同じ処理が行われる。

【0083】本実施の形態によれば、既存の内視鏡 46 を使用して、偏光画像と通常観察画像とが得られる。また、本実施の形態によれば、1 つの撮像素子及び 1 つの撮像素子に対する信号処理系により、第 2 の実施の形態 10 と同等の画像を得ることができる。

【0084】(第 4 の実施の形態) 次に図 8 を参照して本発明の第 4 の実施の形態を説明する。本実施の形態は既存の内視鏡を用いて偏光画像と通常画像が得られる内視鏡装置を提供することを目的とする。本実施の形態は図 5 の内視鏡装置を変形した構成例に相当する。

【0085】図 8 に示す第 4 の実施の形態の内視鏡装置 1D は、図 5 の内視鏡装置 1C において、内視鏡 46 には先端キャップ 48 を装着使用しないで、内視鏡 46 に設けた鉗子チャンネル 61 に光プローブ 62 を挿通し、この光プローブ 62 を新たに用意した偏光用光源装置 63 に接続している。 20

【0086】この偏光用光源装置 63 の構成は図 5 の光源装置 3C と同じである。また、光プローブ 62 は、ライトガイド 64 と、このライトガイド 64 の先端に取り付けた偏光板 65 とからなる。そして、偏光用光源装置 63 からの照明光を伝送し、ライトガイド 64 の先端面からさらに偏光板 65 を経て偏光した光を射出する。この場合、光プローブ 62 は鉗子チャンネル 61 内で回転自在であり、回転して偏光板 65 を経て偏光される照明光の偏光方向を回転フィルタ 59 の偏光板 59a の偏光方向と平行な方向に調整できるようにしている。 30

【0087】なお、鉗子チャンネル 61 の出口付近に偏光板 65 の偏光方向を回転フィルタ 59 の偏光板 59a の偏光方向と平行な方向に位置決めする指標等を設けることにより、この指標の位置に設定することにより、調整する手間を省くことができるようにしても良い。

【0088】また、本実施の形態では、光源装置 3C と 63 の各ランプ駆動回路 8 は制御回路 18 により制御される。つまり、通常観察モードの場合には、偏光用光源装置 63 のランプ駆動回路 63 は動作しない状態に設定される。また、通常観察モードの場合には、移動ステージ 58 等は制御回路 18 により図 5 で説明したのと同様に制御される。

【0089】また、偏光観察モードでは光源装置 3C のランプ駆動回路 8 は動作しない状態に設定される。また、偏光観察モードの場合には、移動ステージ 58 等は制御回路 18 により図 5 で説明したのと同様に制御される。その他の構成は第 3 の実施の形態と同様である。本実施の形態の作用及び効果は基本的には第 3 の実施の形

態と類似したものとなる。

【0090】(第 5 の実施の形態) 次に図 9 ないし図 11 を参照して本発明の第 5 の実施の形態を説明する。本実施の形態は 1 つの撮像素子の内視鏡 (つまり挿入部の細径化が可能な内視鏡) を用いて偏光画像と通常画像が得られる内視鏡装置を提供することを目的とする。図 9 に示す本発明の第 5 の実施の形態の内視鏡装置 1E は、内視鏡 2E と、光源装置 3 と、ビデオプロセッサ 4E と、モニタ 5 とから構成される。

【0091】この内視鏡 2E は、図 1 の内視鏡 2 における一方の CCD 27b を削除して 1 つの CCD 27 (1 つにしたので 27a でなく 27 と記す) とし、対物レンズ 24 と CCD 27 との間に液晶 (素子) 66、偏光板 67 を配置している。また、ライトガイド 7 の先端は屈曲させないで、真っ直ぐに配置して、先端面からさらに照明レンズ 68、偏光板 69 を経て外部の被検体等を照明する構造にしている。

【0092】また、ビデオプロセッサ 4E は 1 つの CCD 27 にしているので、1 系統の CCD 駆動回路 31、ブリアンプ 32、AGC 回路 33、A/D 変換回路 34 とし、制御回路 18 により切換えられるマルチプレクサ 35 を介して第 1 ～ 第 6 フレームメモリ 36a ～ 36f へ画像データの書き込みを行う構成にしている。

【0093】CCD 27 の前に配置した偏光板 67 による偏光方向は、ライトガイド 7 の先端面の前に配置した偏光板 69 による偏光方向と平行な状態に設定されている。また、液晶 66 は、制御回路 18 による駆動信号の印加の有無により、偏光方向を 0 度と 90 度とに回転できる様な切換設定ができるようにしている。制御回路 18 は通常観察モードでは、例えば液晶 66 を駆動しないで、入射した光は液晶 66 をスルーする。

【0094】また、このモードでは、制御回路 18 は R、G、B の照明光の下で撮像した信号を第 1 フレームメモリ 36a ～ 第 3 フレームメモリ 36c に格納するようにマルチプレクサ 35 を切り換える。また、第 1 フレームメモリ 36a ～ 第 3 フレームメモリ 36c から読み出された各信号は画像処理回路 37 をスルーして D/A 変換回路 38 側に出力される。

【0095】一方、偏光観察モードでは、制御回路 18 は回転フィルタ 13 の 1 回転の周期毎に液晶 66 に駆動信号を印加しない事と印加する事を交互に行う。液晶 66 に駆動信号が印加されないで、偏光方向が変化しない状態を 0° (状態) とし、印加されて偏光方向が 90° 変化した状態を 90° (状態) とすると、制御回路 18 は図 10 に示すようにして、回転フィルタ 13 による光の透過波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、 λ_1 、… に応じて、その波長で撮像した信号を第 1 ～ 6 フレームメモリ 36a ～ 36f に格納する。 40

【0096】これらの第 1 ～ 6 フレームメモリ 36a ～ 36f から読み出された信号は画像処理回路 37 により

第1の実施の形態で説明したように減算された偏光画像がモニタ5に表示される。

【0097】本実施の形態によれば、上述した目的を達成できる。つまり、1つのCCD27を備え、細径にできる挿入部6の内視鏡2Eにより、通常画像と偏光画像との撮像ができ、また、プロセッサ4Eにより信号処理してモニタ5に通常画像と偏光画像とを表示させることができる。

【0098】図11(A)は第5の実施の形態の変形例における内視鏡2Fの先端側の構成を示す。本変形例は、図9の内視鏡2Eにおいて、液晶66の代わりに偏光方向が異なる2つの偏光板71a、71bを圧電アクチュエータ72により移動して撮像光路中に切り換え可能に配置している。

【0099】この場合、圧電アクチュエータ72により移動する方向を挿入部6の軸方向にするために、図11(A)に示すように対物レンズ24を経た光を3角プリズム73で反射させてCCD27に導く構造にし、この3角プリズム73とCCD27との間に圧電アクチュエータ72により、2つの偏光板71a、71bの一方を切り換えて配置できるようにしている。

【0100】図11(B)は図11(A)の上方から見た場合の圧電アクチュエータ72及びこれにより駆動(移動)される偏光板71a、71bを示す。この圧電アクチュエータ72は制御回路18により、液晶66を駆動するのと同じ周期で駆動され、偏光板71a、71bは交互に撮像光路中に挿脱される。

【0101】なお、偏光板71a、71bの偏光方向は例えば偏光板71aは偏光板69で偏光された光を透過する方向の偏光方向に設定され、偏光板71bは偏光板71aと直交する偏光方向であり、偏光板69で偏光された光を遮光する方向の偏光方向に設定されている。

【0102】従って、例えば図11(A)に示すように3角プリズム73とCCD27との間に偏光板71aが配置された状態では、偏光板71aは偏光板69で偏光された光が照射され、被検体から反射された光における偏光方向が保存された光成分を透過する。つまり、液晶66の0°の状態に対応する。

【0103】一方、3角プリズム73とCCD27との間に偏光板71bが配置された状態では液晶66の90°の状態に対応するものとなる。本変形例の作用及び効果は第5の実施の形態と同様のものとなる。

【0104】(第6の実施の形態)次に図12及び図13を参照して本発明の第6の実施の形態を説明する。本実施の形態は1つの撮像素子の内視鏡(つまり挿入部の細径化が可能な内視鏡)を用いて偏光画像と通常画像が得られる内視鏡装置を提供することを目的とする。図12は第6の実施の形態における内視鏡2Gの先端側の構成を示す。この内視鏡2Gは図9の内視鏡2Eにおいて、液晶66とCCD27との間に特定の波長域の成分

を抽出する(透過する)液晶チューナブルフィルタ(以下、単に液晶フィルタと略記)75を配置している。

【0105】液晶66と液晶フィルタ75は制御回路18により後述の図13を参照して説明するように制御される。なお、本実施の形態における光源装置は、図9において、回転フィルタ13にはR、G、Bフィルタのみが設けてある通常の光源装置である。但し、偏光観察モードでは移動ステージ11が移動されて、回転フィルタ13は光路から退避され、ランプ9の白色光は集光レンズ14によりライトガイド7に供給されるようになって

いる。

【0106】図13は偏光観察モードにおける動作説明図を示す。液晶66は第5の実施の形態と同様の周期で0°、90°の状態に交互に設定される。液晶フィルタ75は制御回路18により0°と90°の各状態において、波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 を透過する状態に順次設定される。

【0107】この場合、液晶66が0°の状態では、CCD27で受光される偏光面の光は、偏光板69で偏光された偏波面を保存した反射光(図13では//で示している)となる。また、液晶66が90°の状態では、CCD27で受光される偏光面の光は、偏光板69で偏光された偏波面と直交する偏波面の反射光(図13では⊥で示している)となる。

【0108】そして、CCD27から出力される信号は図13に示すように第1～第6フレームメモリ36a～36fに順次書き込まれ、その後再び第1～第6フレームメモリ36a～36fに順次書き込まれるようになる。

【0109】画像処理装置37以降での動作は第5の実施の形態と同様のものとなる。本実施の形態は第5の実施の形態とはほぼ同様の効果を有する。

【0110】(第7の実施の形態)次に図14を参照して本発明の第7の実施の形態を説明する。本実施の形態では照明側で偏光面の方向を変更して偏光観察を行うようにしたものである。図14は本発明の第7の実施の形態の内視鏡装置1Hを示す。この内視鏡装置1Hは内視鏡2Hと、光源装置3と、ビデオプロセッサ4Eと、モニタ5とから構成される。

【0111】この内視鏡2Hは図9の内視鏡2Eにおいて、撮像側に配置した液晶66を照明側に配置している。つまり、偏光板69の前に、液晶66が配置され、この液晶66は制御回路18によりその偏光方向が制御される。その他は図9の構成と同様である。また、本実施の形態の作用も第5の実施の形態と類似したものとなる。

【0112】この場合には、偏光観察モードでは、照明光の偏光方向を、例えば偏光板66の偏光方向と平行な成分のみをもつ光で被検体側に照射し、偏光板67を介してCCD27で撮像する。この場合には、CCD27

は照明光と平行な偏光成分による画像を撮像することになる。そしてこのCCD27により得た画像データを第1～第3フレームメモリ36a～36cに格納する。

【0113】この次には、液晶66に駆動信号を印加して偏光板66の偏光方向と直交する成分のみをもつ光で被検体側に照射し、偏光板67を介してCCD27で撮像する。この場合には、CCD27は照明光と垂直な偏光成分による画像を撮像することになる。そしてCCD27により得た画像データを第4～第6フレームメモリ36d～36fに格納する。

【0114】このような動作を繰り返す。また、画像処理装置37以降での動作は第5の実施の形態と同様に行う。本実施の形態の効果は第5に実施の形態とほぼ同様である。

【0115】(第8の実施の形態)次に図15を参照して本発明の第8の実施の形態を説明する。図15(A)は第8の実施の形態の内視鏡装置における内視鏡2I及び光源装置3Iの一部を示す。

【0116】この内視鏡2Iは例えば図9の内視鏡2Eにおいて、液晶66を除去した構成にすると共に、さらにライトガイド7'を設け、このライトガイド7'の先端面の前には照明レンズ68'、偏光板69'を設けている。この偏光板69'の偏光方向は偏光板69の偏光方向と直交する方向に設定されている。

【0117】図15(B)は正面から見た先端面における光学系の配置を示している。対称的に配置された偏光板69、69'の中央付近の上側部分には対物レンズ24が配置されており、この対物レンズ24の下側には鉗子チャンネル75が配置されている。なお、図15

(A)は図15(B)のA-B-Aに沿った断面で示している。上記ライトガイド7、7'の後端は制御回路18により移動制御が行われる移動ステージ76に取り付けてある。

【0118】そして、偏光観察モードでは移動ステージ76は矢印の方向(上、下方向)に移動され、その移動された状態に応じてランプ9の照明光が交互に一方から他方のライトガイドへと交互に入射される。その他は図9の場合と同じ構成となっている。

【0119】例えば、図15(A)の状態ではライトガイド7に入射される。この状態ではCCD27は照明光の偏光方向と平行な偏光方向による画像を撮像する。この状態から移動ステージ76が移動されると、ライトガイド7'に照明光が入射されるようになる。この状態ではCCD27は照明光の偏光方向と垂直な偏光方向による画像を撮像する。本実施の形態は図9の場合とほぼ同様の効果を有する。

【0120】図16は変形例における内視鏡の先端側の照明光学系の構成を示す。この場合には、ライトガイド7の先端面の前に、偏光板69、BS23、照明レンズ68が配置され、またライトガイド7'の先端面の前に

は3角プリズム77が配置され、この3角プリズム77で反射された光の進行方向に偏光板69'を配置してBS23に導くようにしている。そして、共通の照明レンズ68を経て照明するようにしている。BS23は偏光ビームスプリッタ(PBS)でも良い。その他は図15の場合と同様の構成である。また、同様の効果を有する。

【0121】(第9の実施の形態)図17は本発明の第9の実施の形態における内視鏡の先端側の照明光学系の構成を示す。この場合には、例えば図14の内視鏡装置1Hにおいて、光源装置3から移動ステージ11も含めて回転フィルタ13を取り去り、また内視鏡2Hにおいて、ライトガイド7の先端面の前に照明レンズ68、液晶フィルタ81、液晶82を配置し、液晶フィルタ81及び液晶82を制御回路18で制御するようにしている。本実施の形態によれば、より簡単な構成で図14の場合と同様の作用及び効果を得ることができる。

【0122】(第10の実施の形態)次に図18及び図19を参照して本発明の第10の実施の形態を説明する。本実施の形態は既存の内視鏡装置と組み合わせることにより、低コストで偏光観察ができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0123】本実施の形態の内視鏡システム1Jは、既存の面順次方式の内視鏡2Jと、既存の面順次内視鏡2Jと共に使用される(面順次光を発生すると共に、面順次で撮像した信号に対する信号処理を行う)面順次内視鏡ユニット3Jと、偏光イメージを得るための偏光イメージユニット84と、この偏光イメージユニット84で得た偏光イメージと面順次内視鏡ユニット3Jで得た通常画像とをスーパーインポーズするスーパーインポーズ回路85と、このスーパーインポーズ回路85の出力信号を表示するモニタ5とから構成される。

【0124】本実施の形態では図19に示すようにR、G、Bの照明光で間欠的に照明し、その遮光期間に撮像素子から読み出しを行うが、その遮光期間において偏光イメージユニット84により、内視鏡2Jの鉗子チャンネル85内に挿通されるライトガイド86を用いて偏光イメージを得る照明及び撮像を行うようにする。

【0125】遮光期間に偏光イメージ(偏光画像)を得るために面順次内視鏡ユニット3Jは偏光イメージユニット84に同期信号を送る。そして、面順次照明の場合に得られた通常画像と、偏光イメージとをスーパーインポーズ回路85でスーパーインポーズしてモニタ5で表示する。このような構成にすることにより、上記目的を達成している。

【0126】(第11の実施の形態)次に図20を参照して本発明の第11の実施の形態を説明する。本実施の形態は偏光画像を撮像する複眼内視鏡装置(複眼実体顕微鏡装置)を提供することを目的とする。図20に示す複眼実体顕微鏡91は、光源部92を有し、この光源部

92を構成するランプ93の光を偏光板94で偏光させ、コリメートレンズ95で平行な光束にし、3角プリズム96で反射させて光路を変更し、対向する大きな口径の対物レンズ97を経て被検部位側に照射する。

【0127】被検部位側で反射され、対物レンズ97に入射された光は平行に配置されたリレーレンズ98a、98bを経てBS99a、99bにそれぞれ入射し、一部は透過して接眼レンズ系100a、100bを経て肉眼で立体観察することができる。また、BS99a、99bで反射された光はそれぞれ偏光板101a、101bを経てカラーCCD102a、102bに結像される。

【0128】一方の偏光板101aは偏光板94の偏光方向と平行に設定されており、他方の偏光板101bは偏光板94の偏光方向と直交する方向に設定されている。従って、一方のカラーCCD102aは照明光の偏光方向と平行な反射光による画像を撮像する。他方のカラーCCD102bは照明光の偏光方向と垂直な反射光による画像を撮像する。

【0129】なお、カラーCCD102a、102bは例えば図4のプロセッサ4Bと接続され、その出力はモニタ5に表示されて、複眼実体顕微鏡装置が形成されている。本実施の形態によれば、通常の複眼実体顕微鏡による肉眼観察ができると共に、偏光画像を撮像して表示することもできる。

【0130】図21は変形例の複眼実体顕微鏡91Bを示す。図20の構成の場合には、カラーCCD102a、102bで得られる偏光画像の位置が異なるので、図21では同じ位置からの偏光画像が得られるようにしたものである。

【0131】この複眼実体顕微鏡91Bでは図20の複眼実体顕微鏡91において、対物レンズ97とリレーレンズ98a、98bとの間の光路中に偏光観察用光学ユニット105を挿脱自在にしている。

【0132】このPBS106と、3角プリズム107とから構成され、この偏光観察用光学ユニット105を光路中に装着（配置）した状態では対物レンズ97を経てPBS106に入射された光は照明光の偏光方向と平行な偏光方向の光はリレーレンズ98a側に透過し、一方照明光の偏光方向と垂直な偏光方向の光は反射されて3角プリズム107でさらに反射されてリレーレンズ98b側に進行する。

【0133】リレーレンズ98a、98b以降は図20と同様の作用となる。

【0134】また、2点鎖線で示すように偏光観察用光学ユニット105を光路から退避させた状態では、通常の複眼実体顕微鏡として使用できるようになっている。

【0135】なお、偏光観察用光学ユニット105における例えば3角プリズム107の下に対物レンズ97に対向する部分には遮光塗料等が塗布され、図21の実線

で示すように偏光観察用光学ユニット105が光路中に介挿された状態では対物レンズ97を経て直接リレーレンズ98bには入射されないように遮光している。

【0136】本実施の形態によれば、通常の複眼実体顕微鏡による肉眼観察ができると共に、視差のずれがない偏光画像を撮像して表示することもできる。

【0137】図22に示す複眼実体顕微鏡91Cは図20の複眼実体顕微鏡91において、例えばBS99aとCCD102aとの間に配置した偏光板101aを例えばステッピングモータ110により回転して、偏光方向を変えられるようにしている。

【0138】この場合には一方のCCD102aで直交する2つの偏光方向の画像を得る構成であるので、図20における他方のCCD102bを採用していない。また、CCD102aは例えば図5のプロセッサ4Cに接続され、その出力はモニタ5に出力する。

【0139】図23はステッピングモータ110の回転により、偏光板101aを回転して偏光方向を変えられるようにした部分を示している。

【0140】図23に示すようにステッピングモータ110の回転により、偏光板101aも回転し、その偏光方向が変化する。このステッピングモータ110は例えば制御回路18の制御下で図示しないモータ駆動回路により回転駆動する。

【0141】この場合、ステッピングモータ110は偏光板101aが光源部92の偏光板94による偏光方向と平行となる回転位置（平行位置）と垂直となる回転位置（垂直位置）とにそれぞれ設定されると一時停止状態となり、平行位置の状態でCCD102aで撮像された画像データはフレームメモリ36に格納される。

【0142】一方、垂直位置の状態でCCD102aで撮像された画像データはフレームメモリ36'に格納される。両フレームメモリ36、36'から読み出された画像データは図5で説明したのと同様に画像処理回路37で減算処理され、D/A変換されてモニタ5に偏光画像が表示される。この変形例によれば、1つのカラーCCD102aで偏光画像が得られる。

【0143】図24は偏光を使って立体視が可能な顕微鏡111における一方の光路を使用して照明光と平行な偏光成分と垂直な成分を画像化できるようにしたものである。立体視イメージを得る場合には、図24(A)に示すようにPBS112を装着した状態で使用する。

【0144】図示しない光源部92から照明光を対物レンズ97を経て照明し、左右それぞれの光路117a、117bの光は対物レンズ97を経てPBS112と3角プリズム113に入射される。

【0145】光路117aの光はPBS112を透過光し、光路117bの光は3角プリズム113により反射され、各々の光はリレーレンズ98を経てPBS114に入射される。そして、光路117aの光はPBS11

21

4を透過し、左眼側の接眼部に、光路117bの光はPBS114で反射され、3角プリズム115を経て右眼側の接眼部に進む。

【0146】偏光イメージを得る場合には、図示しない光源部92から偏光された照明光を対物レンズ97を経て照明し、図24(B)に示すようにPBS112を光路から外し(外した状態を2点鎖線で示す)、接眼部にカラーCCD116a、116bを取り付ける。カラーCCD116a、116bは図4のプロセッサ4Bと接続され、このプロセッサ4Bの出力はモニタ5に出力される。そして、モニタ5には偏光画像が表示される。本変形例によれば、立体観察ができると共に、視差のずれの無い偏光画像を得ることができる。

【0147】図25は偏光画像を撮像することができる複眼顕微鏡装置121を示し、この装置121では立体視するための光路の間に偏光イメージ専用の光路を設けたものである。

【0148】この装置121は、対物レンズ97に対向して立体視用の2つのリレーレンズ98a、98bが平行に配置され、その接眼側にはシャッタ122a、122bと、BS123a、123bが配置されている。また、BS123a、123bの反射側の光路上にはカラーCCD124a、124bが配置されている。

【0149】また、対物レンズ97の中央部は切除されて開口し、この対物レンズ97の光軸上に沿って偏光イメージ用のリレーレンズ125が配置され、その接眼側には、シャッタ122c、PBS126が配置され、このPBS126で反射された光はBS123aに入射され、このBS123aで反射した光はCCD124aに像を結ぶ。

【0150】また、このPBS126を透過した光は3角プリズム127で反射され、BS123bに入射され、このBS123bを透過した光はCCD124bに像を結ぶ。CCD124a、124bは例えば図4のプロセッサ4Bに接続され、信号処理され、モニタ5に画像が表示される。

【0151】そして、立体視する場合にはシャッタ122a、122bを開、シャッタ122cを閉とすることで立体視することができる。一方、偏光画像を得る場合には、シャッタ122a、122bを閉、シャッタ122cを開とすることで専用のリレーレンズ125を経てCCD124aとCCD124bとで撮像した画像データから偏光画像を得ることができる。なお、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合わせて構成される実施の形態等も本発明に属する。

【0152】〔付記〕

1. 通常画像を得るための通常照明光と、偏光画像を得るための複数の波長帯域の偏光画像用照明光を発生する光源装置と、前記通常照明光及び偏光画像用照明光を導光する導光部材、前記導光部材を経て偏光した偏光照明

22

光を被写体側に出射する偏光部材、被写体側で反射された光における、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分で撮像してそれぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力する撮像手段を備えた内視鏡と、前記平行画像信号及び又は垂直画像信号とから表示手段に通常画像と、前記平行画像信号及び垂直画像信号から表示手段に偏光画像とを表示可能とする画像処理を行う画像処理装置と、を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【0153】2. 付記1において、前記光源装置は、前記通常照明光として赤、緑、青の波長帯域の光を順次発生する。

3. 付記1において、前記光源装置は、前記通常照明光として白色光を発生する。

4. 付記1において、前記光源装置は、前記偏光画像用照明光として赤、緑、青の波長帯域の光を順次発生する。

5. 付記1において、前記光源装置は、前記偏光画像用照明光として被写体が生体組織の場合、その生体組織が正常か病変かに応じて反射特性に変化がある複数の波長帯域の光を順次或いは同時に発生する。

【0154】6. 付記1において、前記複数の波長帯域の光は、ほぼ450nm～650nmの間から選択される。

7. 付記1において、前記偏光部材は、偏光する機能を備えた偏光板、偏光ビームスプリッタ、或いはその組み合わせを用いて構成される。

8. 付記1において、前記撮像手段は、前記平行画像信号と垂直画像信号とをそれぞれ生成する2つの撮像素子を有する。

9. 付記1において、前記撮像手段は、前記平行画像信号と垂直画像信号とを共通に生成する1つの撮像素子のみを有する。

10. 付記1において、前記撮像手段は、前記平行画像信号と垂直画像信号とをそれぞれ生成する検光部材及び撮像素子を有する。

【0155】11. 付記10において、検光部材は偏光板、偏光ビームスプリッタ、或いはその組み合わせを用いて構成される。

12. 付記10において、前記検光部材は、前記偏光照明光の偏光方向と平行な方向の光成分を平行画像撮像用の撮像素子に導くと共に、前記偏光照明光の偏光方向と垂直な方向の光成分を垂直画像撮像用の撮像素子に導く。

13. 付記10において、前記検光部材は、前記偏光照明光の偏光方向と平行な方向の光成分を平行画像撮像用の第1の撮像素子に導く第1の検光子と、前記偏光照明光の偏光方向と垂直な方向の光成分を垂直画像撮像用の第2の撮像素子に導く第2の検光子からなる。

【0156】14. 付記10において、前記検光部材は、前記偏光照明光の偏光方向と平行な方向の光成分を撮像素子に導く時間と、前記偏光照明光の偏光方向と垂直な方向の光成分を前記撮像素子に導く時間とが周期的に変化する偏光方向が切り換えられ得る部材である。

15. 付記1において、前記画像処理装置は、前記平行撮像信号による画像データと前記垂直画像信号による画像データとの差分の演算を行った差分画像データを生成する。

16. 付記15において、前記画像処理装置は、前記複数の波長帯域における前記差分画像データを生成する。 10

17. 付記1において、前記画像処理装置は、前記複数の波長帯域における平行撮像信号による画像データと前記垂直画像信号による画像データを一時的に格納するフレームメモリを有する。

【0157】18. 付記1において、前記通常画像と、前記平行画像信号及び垂直画像信号から表示手段に偏光画像とを表示手段に表示させるモードを切り換えるモード切換手段を有する。

19. 付記18において、前記モード切換手段のモード切換操作に対応して、前記画像処理装置は前記通常画像を生成する処理と、偏光画像を生成する処理とを切り換える。 20

20. 付記1において、前記内視鏡は、前記内視鏡本体と、前記内視鏡本体の先端に着脱可能で、前記偏光部材を設けた先端部材とからなる。

21. 付記1において、前記内視鏡は、光学式内視鏡と、前記光学式内視鏡の接眼部に装着され、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分で撮像してそれぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力する撮像手段を内蔵したテレビカメラとからなる。 30

【0158】22. 通常画像を得るための通常照明光と、偏光画像を得るための複数の波長帯域の偏光画像用照明光を発生する光源装置と着脱自在に接続され、前記通常照明光及び偏光画像用照明光を導光する導光部材、前記導光部材を経て偏光した偏光照明光を被写体側に出射する偏光部材、被写体側で反射された光における、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分で撮像してそれぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力する撮像手段を備え、前記平行画像信号及び又は垂直画像信号とから表示手段に通常画像と、前記平行画像信号及び垂直画像信号から表示手段に偏光画像とを表示可能とする画像処理を行う画像処理装置に着脱自在に接続される内視鏡。 40

【0159】23. 付記22において、前記偏光部材は、偏光する機能を備えた偏光板、偏光ビームスプリッタ、或いはその組み合わせを用いて構成される。

23. 付記22において、前記撮像手段は、前記平行画像信号と垂直画像信号とをそれぞれ生成する2つの撮像 50

素子を有する。

24. 付記22において、前記撮像手段は、前記平行画像信号と垂直画像信号とを共通に生成する1つの撮像素子のみを有する。

25. 付記22において、前記撮像手段は、前記平行画像信号と垂直画像信号とをそれぞれ生成する検光部材及び撮像素子を有する。

【0160】26. 付記25において、検光部材は偏光板、偏光ビームスプリッタ、或いはその組み合わせを用いて構成される。

27. 付記25において、前記検光部材は、前記偏光照明光の偏光方向と平行な方向の光成分を平行画像撮像用の撮像素子に導くと共に、前記偏光照明光の偏光方向と垂直な方向の光成分を垂直画像撮像用の撮像素子に導く。

28. 付記25において、前記検光部材は、前記偏光照明光の偏光方向と平行な方向の光成分を平行画像撮像用の第1の撮像素子に導く第1の検光子と、前記偏光照明光の偏光方向と垂直な方向の光成分を垂直画像撮像用の第2の撮像素子に導く第2の検光子からなる。

29. 付記25において、前記検光部材は、前記偏光照明光の偏光方向と平行な方向の光成分を撮像素子に導く時間と、前記偏光照明光の偏光方向と垂直な方向の光成分を前記撮像素子に導く時間とが周期的に変化する偏光方向が切り換えられ得る部材である。

【0161】30. 被写体側で反射された光におけるある偏光方向と平行な偏光方向の平行光成分と、偏光方向と垂直な垂直偏光方向の光成分で撮像してそれぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力する撮像手段を備えた内視鏡が着脱自在に接続され、前記平行画像信号及び又は垂直画像信号とから表示手段に通常画像と、前記平行画像信号及び垂直画像信号から表示手段に偏光画像とを表示可能とする画像処理を行うことを特徴とする画像処理装置。

【0162】31. 付記30において、前記平行撮像信号による画像データと前記垂直画像信号による画像データとの差分の演算を行った差分画像データを生成する。

32. 付記31において、前記複数の波長帯域における前記差分画像データを生成する。

33. 付記30において、前記複数の波長帯域における平行撮像信号による画像データと前記垂直画像信号による画像データを一時的に格納するフレームメモリを有する。

【0163】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、通常画像を得るための通常照明光と、偏光画像を得るための複数の波長帯域の偏光画像用照明光を発生する光源装置と、前記通常照明光及び偏光画像用照明光を導光する導光部材、前記導光部材を経て偏光した偏光照明光を被写体側に出射する偏光部材、被写体側で反射された光に

おける、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分で撮像してそれぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力する撮像手段を備えた内視鏡と、前記平行画像信号及び又は垂直画像信号とから表示手段に通常画像と、前記平行画像信号及び垂直画像信号から表示手段に偏光画像とを表示可能とする画像処理を行う画像処理装置と、を備えているので、通常画像と偏光画像も得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

【図 2】回転フィルタの構成を示す図。

【図 3】回転フィルタの内周側のフィルタと外周側のフィルタの特性等を示す図。

【図 4】本発明の第 2 の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

【図 5】本発明の第 3 の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

【図 6】先端キャップを内視鏡側から見た正面図。

【図 7】回転フィルタの構成を示す図。

【図 8】本発明の第 4 の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

【図 9】本発明の第 5 の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

【図 10】本実施の形態における偏光観察モードでの作用説明図。

【図 11】変形例における内視鏡先端側の構成等を示す図。

【図 12】本発明の第 6 の実施の形態における内視鏡先端側の構成を示す図。

【図 13】本実施の形態における偏光観察モードでの作用説明図。

【図 14】本発明の第 7 の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

【図 15】本発明の第 8 の実施の形態における内視鏡先端側等の構成を示す図。

【図 16】変形例における内視鏡先端側の照明光学系の構成を示す図。

【図 17】本発明の第 9 の実施の形態における内視鏡先端側の照明光学系の構成を示す図。

【図 18】本発明の第 10 の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

*

*【図 19】作用の説明図。

【図 20】本発明の第 11 の実施の形態の複眼実体内視鏡の構成を示す図。

【図 21】第 1 変形例の複眼実体内視鏡の構成を示す図。

【図 22】第 2 変形例の複眼実体内視鏡の構成を示す図。

【図 23】偏光板を回転する部分を示す図。

【図 24】第 3 変形例の複眼実体内視鏡の構成を示す図。

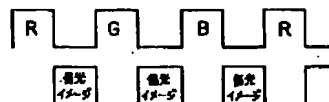
【図 25】第 4 変形例の複眼実体内視鏡の構成を示す図。

【図 26】従来例における偏光を利用した装置及び正常組織の場合と腫瘍組織でのスペクトル強度の特性を示す図。

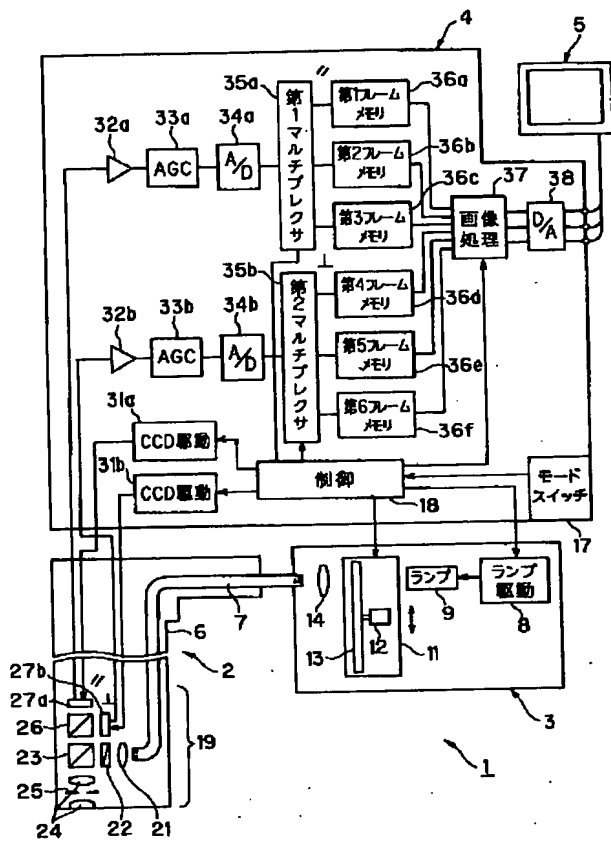
【符号の説明】

- 1…内視鏡装置
- 2…内視鏡
- 3…光源装置
- 4…プロセッサ
- 5…モニタ
- 6…挿入部
- 7…ライトガイド
- 9…ランプ
- 11…移動ステージ
- 12…モータ
- 13…回転フィルタ
- 15a…Rフィルタ
- 15b…Gフィルタ
- 15c…Bフィルタ
- 16a、16b、16c…フィルタ
- 17…モードスイッチ
- 18…制御回路
- 22…偏光板
- 23…BS
- 24…対物レンズ
- 26…PBS
- 27a、27b…CCD
- 31a、31b…CCD駆動回路
- 35a、35b…マルチプレクサ
- 36a～36f…フレームメモリ
- 37…画像処理回路

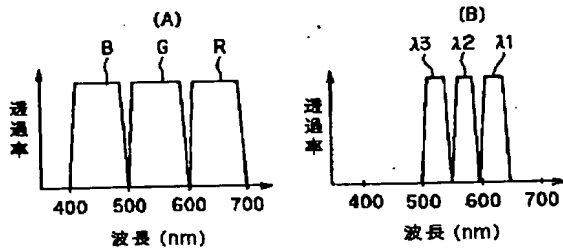
【図 19】



【図1】



【図3】



(C)

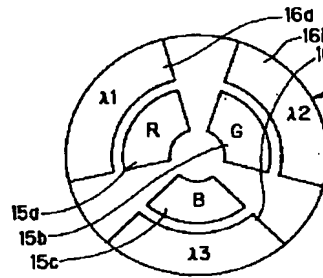
白色光イメージ

$$\begin{aligned} W(R) &= P_{\parallel}(R) + P_{\perp}(R) \\ W(G) &= P_{\parallel}(G) + P_{\perp}(G) \\ W(B) &= P_{\parallel}(B) + P_{\perp}(B) \end{aligned}$$

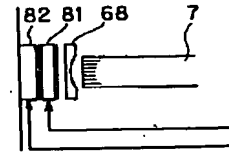
散乱イメージ

$$\begin{aligned} S(\lambda_1) &= P_{\parallel}(\lambda_1) - P_{\perp}(\lambda_1) \\ S(\lambda_2) &= P_{\parallel}(\lambda_2) - P_{\perp}(\lambda_2) \\ S(\lambda_3) &= P_{\parallel}(\lambda_3) - P_{\perp}(\lambda_3) \end{aligned}$$

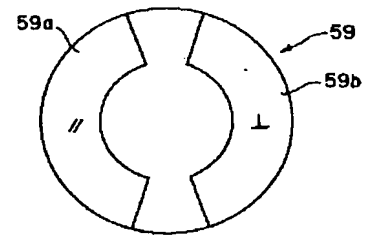
【図2】



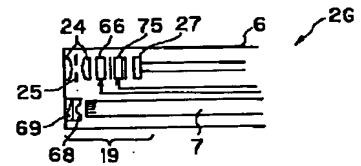
【図17】



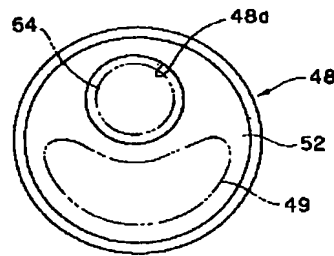
【図7】



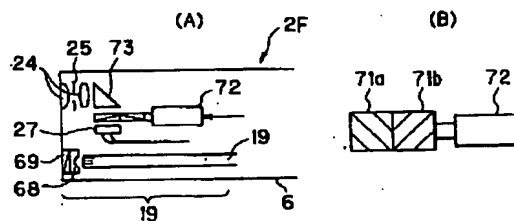
【図12】



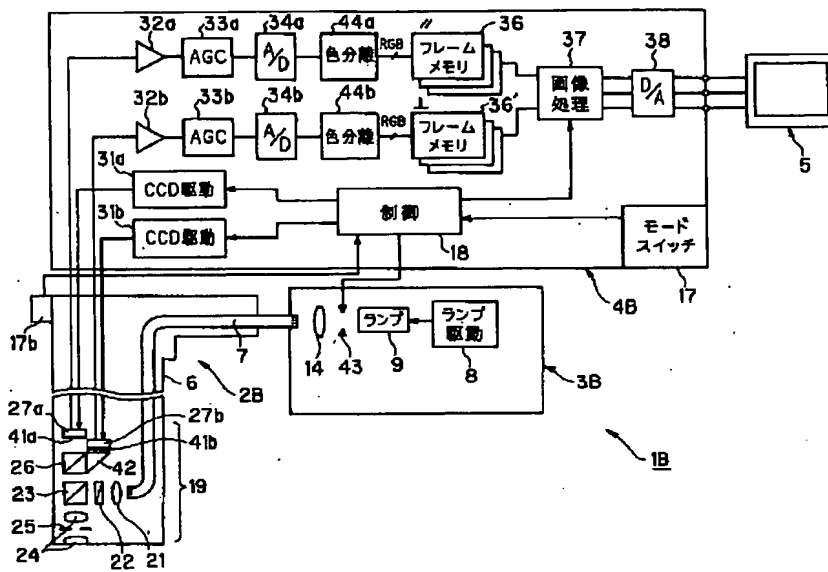
【図6】



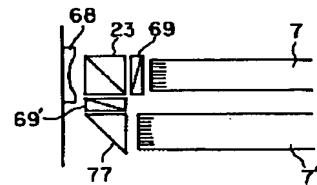
【図11】



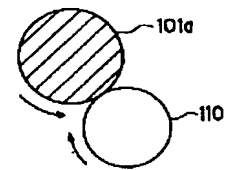
【図4】



【図16】

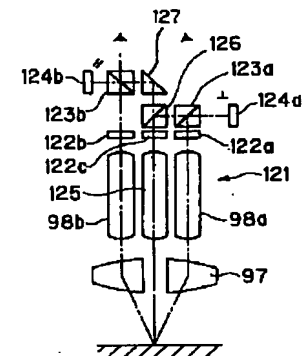
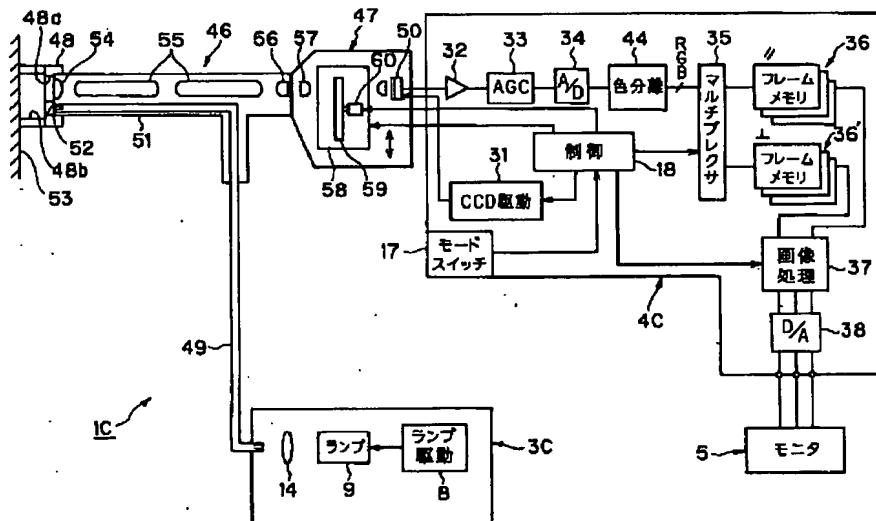


【図23】



【図25】

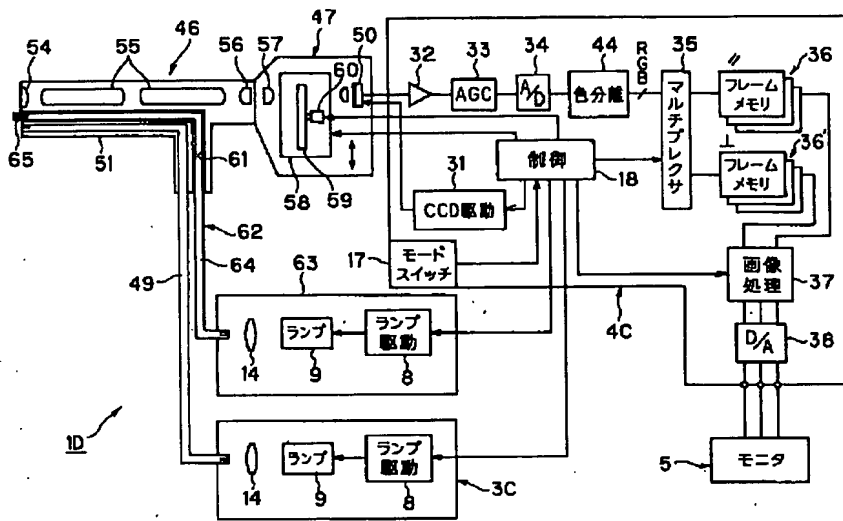
【図5】



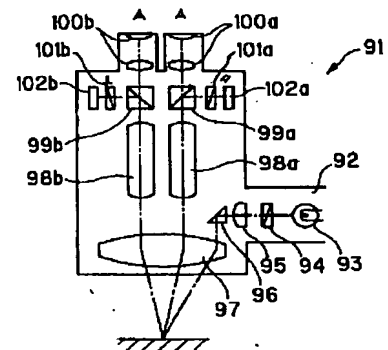
【図10】

液晶	0°			90°			0°		
回転フィルタ	$\lambda 1$	$\lambda 2$	$\lambda 3$	$\lambda 1'$	$\lambda 2$	$\lambda 3$	$\lambda 1$	$\lambda 2$	$\lambda 3$
メモリ	第1 フレームメモリ	第2 フレームメモリ	第3 フレームメモリ	第4 フレームメモリ	第5 フレームメモリ	第6 フレームメモリ	第1 フレームメモリ	第2 フレームメモリ	第3 フレームメモリ

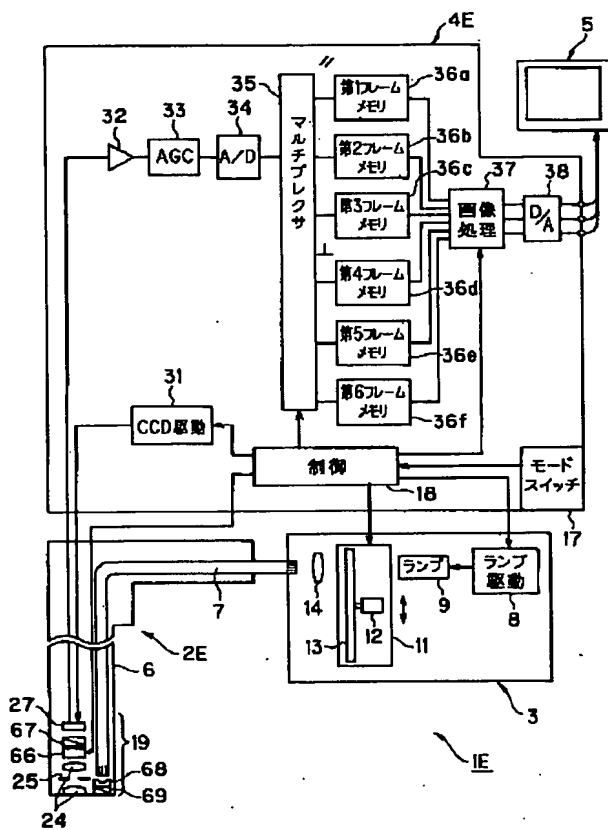
【図8】



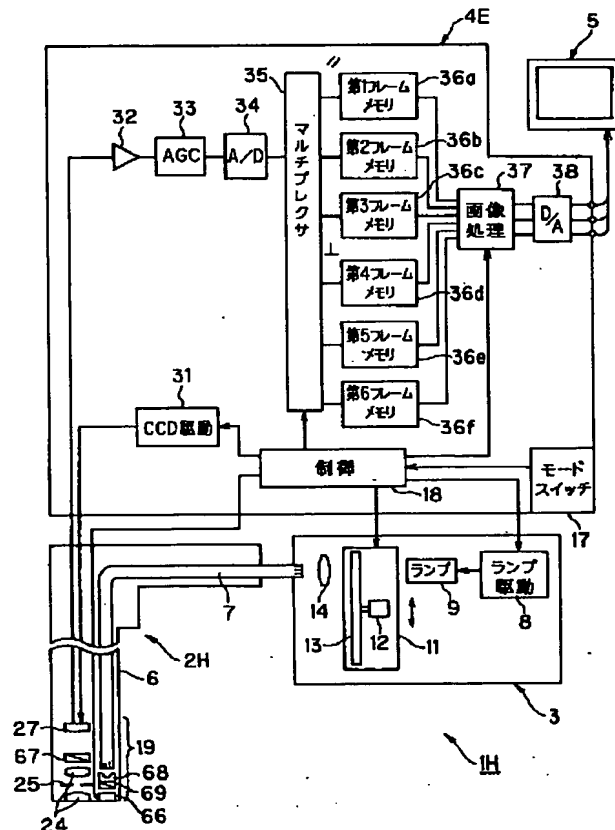
【図20】



【図9】



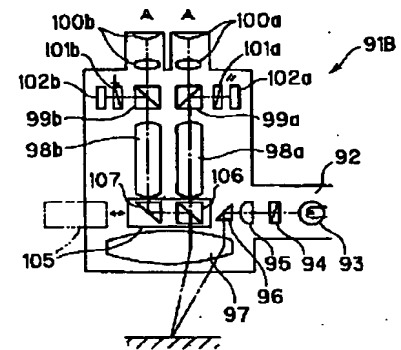
【図14】



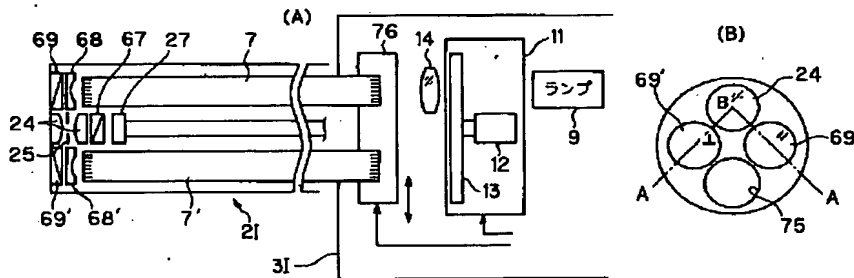
【図13】

液晶	0°			90°			0°		
液晶フィルタ	$\lambda 1$	$\lambda 2$	$\lambda 3$	$\lambda 1$	$\lambda 2$	$\lambda 3$	$\lambda 1$	$\lambda 2$	$\lambda 3$
CCDが受光する偏光面	//			⊥			//		
メモリ	第1 フレームメモリ	第2 フレームメモリ	第3 フレームメモリ	第4 フレームメモリ	第5 フレームメモリ	第6 フレームメモリ	第1 フレームメモリ	第2 フレームメモリ	第3 フレームメモリ

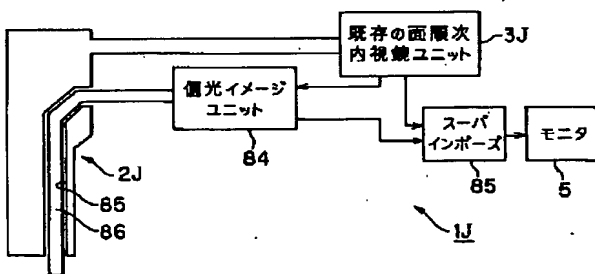
【図21】



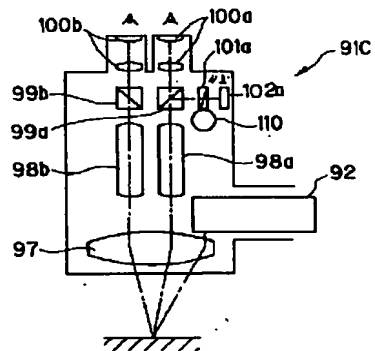
【図15】



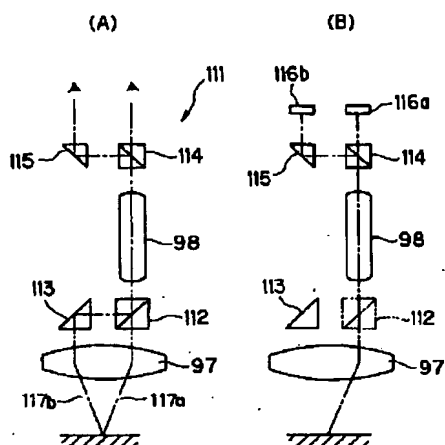
【図18】



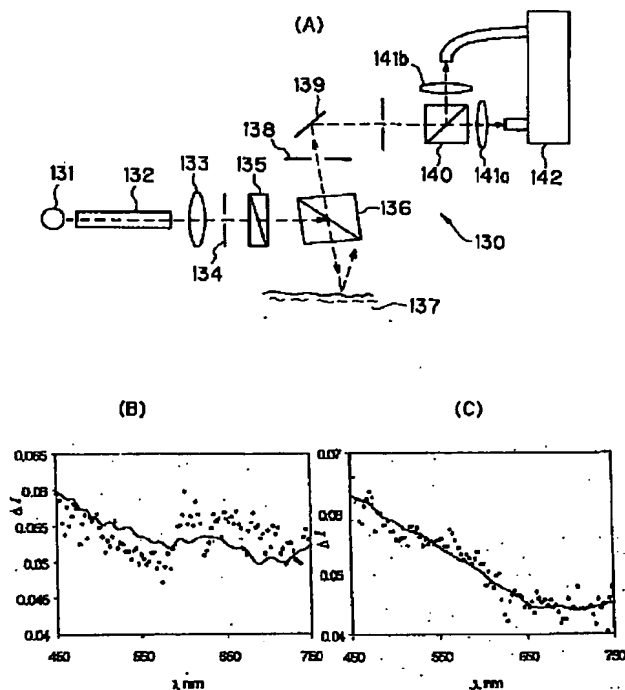
【図22】



【図24】



【図26】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テーマコード (参考)

H 0 4 N 5/225
7/18
13/02

H 0 4 N 5/225
7/18
13/02

C
M

(72)発明者 小野 勝也
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 今泉 克一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 後野 和弘
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 高岡 秀行
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 野沢 純一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 秋本 俊也
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 三浦 直規
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA00 CA04 CA09 GA02 GA03
GA10

4C061 BB06 CC06 FF40 FF46 FF47

GG01 HH51 LL02 LL03 LL08

MM01 MM03 NN01 NN05 QQ10

RR04 RR13 RR17 RR26 SS11

SS22 SS23 WW04 WW20

5C022 AA09 AC42 AC51 AC55 AC74

5C054 CC07 FD02 HA12

5C061 AB06 AB08

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.